

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報(A)

昭63-164943

⑫ Int. Cl.⁴

A 61 B 10/00

識別記号

3 2 0

庁内整理番号

X-7437-4C

⑬ 公開 昭和63年(1988)7月8日

審査請求 未請求 発明の数 4 (全11頁)

⑭ 発明の名称 NMR イメージング方式

⑮ 特 願 昭61-207055

⑯ 出 願 昭61(1986)9月3日

⑰ 発 明 者 佐 野 耕 一 神奈川県川崎市麻生区王禅寺1099番地 株式会社日立製作所システム開発研究所内

⑱ 発 明 者 横 山 哲 夫 神奈川県川崎市麻生区王禅寺1099番地 株式会社日立製作所システム開発研究所内

⑲ 発 明 者 小 泉 英 明 茨城県勝田市市毛882番地 株式会社日立製作所那珂工場内

⑳ 出 願 人 株式会社日立製作所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地

㉑ 代 理 人 弁理士 磯村 雅俊

明 細 書

1. 発明の名称

NMR イメージング方式

2. 特許請求の範囲

1. 静磁場、傾斜磁場、高周波磁場の発生手段と、検査対象物からのNMR(核磁気共鳴)信号を取出す検出手段と、検出された信号に対し画像再構成を含む各種演算を行う手段とを有するNMRイメージング装置において、撮影時に呼吸の動きに関する情報を画像信号とともに計測することを特徴とするNMRイメージング方式。
2. 静磁場、傾斜磁場、高周波磁場の発生手段と、検査対象物からのNMR信号を取出す検出手段と、検出された信号に対し画像再構成を含む各種演算を行う手段とを有するNMRイメージング装置において、撮影前に呼吸の動きに関する情報を計測して、呼吸と同期をとって信号を計測することを特徴とするNMRイメージング方式。

3. 前記呼吸の動きに関する情報を計測する際、撮影スライスに隣接したスライスの動きに関する情報を計測することを特徴とする、特許請求の範囲第2項記載のNMRイメージング方式。
4. 前記呼吸の動きに関する情報を計測する際、短時間で繰り返し信号を計測して、呼吸の同一状態のタイミングを観測して、画像信号を計測することを特徴とする、特許請求の範囲第2項および第3項記載のNMRイメージング方式。
5. 前記呼吸の動きに関する情報として、位置を検出することを特徴とする、特許請求の範囲第4項記載のNMRイメージング方式。
6. 前記呼吸の動きに関する情報として、速度を検出することを特徴とする、特許請求の範囲第4項記載のNMRイメージング方式。
7. 前記位置を検出する方式として、動きを検出した方向に対して垂直の方向に投影したデータに関する情報を含むように計測することを特徴とする、特許請求の範囲第5項記載のNMRイメージング方式。

特開昭63-164943(2)

8. 前記速度を検出する方式として、画像の位相成分に速度を対応させることを特徴とする、特許請求の範囲第6項記載のNMRイメージング方式。
9. 静磁場、傾斜磁場、高周波磁場の発生手段と、検査対象物からのNMR信号を取出す検出手段と、検出された信号に対し画像再構成を含む各種演算を行う手段とを有するNMRイメージング装置において、画像に関する信号を計測した直後に、動きに関する情報を計測することを特徴とするNMRイメージング方式。
10. 前記呼吸の動きに関する情報を計測する際、マルチエコー信号を利用することを特徴とする、特許請求の範囲第9項記載のNMRイメージング方式。
11. 前記マルチエコー信号を、位相エンコード傾斜磁場が印加されていない状態の信号として計測することを特徴とする、特許請求の範囲第10項記載のNMRイメージング方式。
12. 前記計測信号を、動きを検出したい方向に対して垂直な方向に投影したデータに関する情報を含むように計測することを特徴とする、特許請求の範囲第11項記載のNMRイメージング方式。
13. 前記計測信号を、静止物体には影響を与えず動く物体にのみ影響を与える傾斜磁場を印加して、速度に応じて異なる信号になるように計測することを特徴とする、特許請求の範囲第11項記載のNMRイメージング方式。
14. 前記計測信号を観測する際、読出し用傾斜磁場を、動きを検出したい方向に対して平行な方向に印加することを特徴とする、特許請求の範囲第13項記載のNMRイメージング方式。
15. 前記計測信号を観測する際、読出し用傾斜磁場を、動きを検出したい方向に対して垂直な方向に印加することを特徴とする、特許請求の範囲第13項記載のNMRイメージング方式。
16. 静磁場、傾斜磁場、高周波磁場の発生手段と、検査対象物からのNMR信号を取出す検出手段と、検出された信号に対し画像再構成を含む各種演算を行う手段とを有するNMRイメージング装置において、画像に関する信号を計測する際に、動きに関する情報も同時期に計測し、該計測データに基づいて画像信号を補正することを特徴とするNMRイメージング方式。
17. 前記計測信号を、呼吸で主に動く方向が位相エンコード方向と一致するようにして計測し、補正することを特徴とする、特許請求の範囲第16項記載のNMRイメージング方式。
18. 前記画像信号の補正を、動きによる影響で生じた計測信号上の位相成分の変動に関して行うことを特徴とする、特許請求の範囲第17項記載のNMRイメージング方式。
19. 前記画像信号の動きによる影響で生じた計測位置のずれを、リサンプリング処理により補正することを特徴とする、特許請求の範囲第17項または第18項記載のNMRイメージング方式。
3. 発明の詳細な説明
- 〔産業上の利用分野〕
- 本発明はNMRイメージング方式、すなわち、NMR現象を利用した体内断層撮影方式に関し、特に呼吸性の動きに基づく影響を除去するようにしたイメージング方式に関する。
- 〔従来の技術〕
- NMRイメージング装置においては、撮影に2～20分程度の時間を要するため、胸部や腹部を撮影する場合、呼吸の影響により、画像のぼけやアーチファクトを生ずるという問題がある。
- このため、通常は、何等かの手段により、呼吸の動きを検出して同期をとったり、計測データを補正する手法が用いられている。
- 従来の装置では、下記の如き検出方式が用いられていた。
- (1)エアバッグ方式：腹部に固定したエアバッグ内の圧力が、呼吸に応じて変化することにより、検出する方式。
- (2)バンド方式：硫酸亜鉛溶液が満たされたチューブを腹部に巻き付け、呼吸に応じてこのチューブが伸展し、電気抵抗が変化することを利用して検出する方式。

特開昭63-164943(3)

(3)サーミスタ方式：サーミスタを鼻孔近くに取り付け、呼吸によって変化する温度を検出する方式。

なお、この種の装置として関連するものとしては、「呼吸同期NMRの開発」, NMR医学, vol 5, No 1 (1985)に記載されたものがある。

〔 発明が解決しようとする問題点 〕

上記従来技術は、いずれも、専用ハードウェアを新たに付加する必要があると同時に、撮影時の操作性に問題があった。

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、特殊なハードウェアを用いることなく、NMRイメージング装置本体のみで呼吸の動きを検出し、呼吸と同期をとる手段を提供することにある。

〔 問題点を解決するための手段 〕

本発明の上記目的は、静磁場、傾斜磁場、高周波磁場の発生手段と、検査対象物からのNMR信号を取出す検出手段と、検出された信号に対し画像再構成を含む各種演算を行う手段とを有するNMR

磁場G₄₀を印加しながら、信号44を計測する。

この信号から、呼吸による動きの位置や速度を検出し、呼吸と同期して撮影するタイミングを調べる。このタイミングとずれている場合には、該当するタイミングまで、このシーケンスを繰り返して計測し、待つ。

上記呼吸の状態の検知は、次に述べる如き原理による。

上記計測信号44をフーリエ変換したデータは、画像信号を、 y 軸上に投影したデータとなっている。振幅は投影値であり、位相はその各投影データの、 y 方向の動きの速度に比例した値となっている。従って、位置は投影データの端点位置を検出することにより、また、速度は位相値から知ることができる。例えば、第3図の点線内のシーケンスを100msec単位で繰り返せば、最大100msecの遅れで、検出できる。

〔 実施例 〕

以下、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

Rイメージング装置において、撮影時に呼吸の動きに関する情報を画像信号とともに計測することとを特徴とするNMRイメージング方式によって達成される。

〔 作用 〕

本発明においては、撮影に先立って、または、画像信号計測直後に、短時間内に呼吸を検出するシーケンスを繰り返して信号を計測する。

第3図にそのシーケンス例を示す。この例は、撮影に先立って、呼吸を検出する例である。今、 y 方向に動きがあるものとする。図の点線で囲まれた部分が、本発明の特徴的部分である。

短時間に何回も繰り返して、信号を計測する。計測信号をフーリエ変換することによって、呼吸による動きの位置を振幅情報から、速度を位相情報から、それぞれ、得ることができる。

RFパルス31で、スピンを α (α は 90° ~ 180°) 例す。180°に近い程緩和が早くなるので、繰り返し時間を短くできるが、計測信号が小さくなる。

その後、180°パルス32を印加し、 y 方向の傾斜

第2図は、本発明の一実施例を示すNMRイメージング装置のブロック図である。図において、21は、被検体からNMR信号を出すために発生させる、各種パルスおよび磁場をコントロールする機能を有するシーケンス制御部、22は、被検体の特定の核種を共鳴させるために、高周波パルスが発生させる機能を有する高周波パルス送信器、23は、後述する磁場駆動部24を制御して、NMR信号の共鳴周波数を決定する静磁場と、強さおよび方向を任意にコントロールできる傾斜磁場を発生させる機能を有する磁場制御部を示している。

また、24は、上記磁場制御部23から出力されるコントロール信号に基づいて、計測に必要な磁場を発生させる磁場駆動部、25は、被検体から発生するNMR信号を、検波後、計測を行う機能を有する受信器、26は、該受信器25から取込んだ計測信号を基に、画像再構成および各種演算を行い、再構成された画像をCRTディスプレイ27に表示する機能を有する処理装置、27はCRTディスプレイを示している。

特開昭63-164943 (4)

上述の如く構成された本実施例の動作を、以下第1図に示した処理フローチャート、および、第3図に示したパルスシーケンス図に基づいて説明する。なお、以下の説明では、 y 方向に呼吸性の動きがある場合について述べるが、いずれの方向の場合でも、同様に考えて良い。

ステップ11: 第3図に示したシーケンスにおいて、位相エンコードパルス41を順次変化させて、画像再生に必要な回数分、ステップ12から同17まで、以下のシーケンスで、画像信号を計測する。

ステップ12: y 方向の動きを伴う呼吸を検出するシーケンスで信号44を計測する。すなわち、 α° パルス($90 \leq \alpha < 180$)31と 180° パルス32とを、傾斜磁場 G_x 35,36とともに印加する。信号計測時には、傾斜磁場 G_y 40を同時に印加する。

ステップ13: 計測信号44をフーリエ変換し、フーリエ変換後のデータの振幅と位相を求める。

ステップ14: 振幅データは、画像信号の y 軸への投影データとなっているので、その値が“0”になる端点の位置を検出する。

ステップ15: 位相データは、投影データの各 y 座標点上の速度を示している。速度と位相との関係から、速度を算出する。

ステップ16: 予め定めた撮影すべき呼吸の位置か否かを、速度と位置から調べる。もし、該当位置でなければ、ステップ12に戻って、繰り返す。但し、緩和時間の関係で、直ちに繰り返しても信号が出ないので、間を少しあける。また、もし、該当位置であれば、ステップ17へ行く。

ステップ17: 通常のパルスシーケンスで、撮影し、画像信号45を計測する。

ステップ18: 呼吸に同期して、繰り返し得られた画像信号45に基づき、画像再生を行う。

以上の処理手順を経て得られた画像は、呼吸に同期しているため、患者の動きに伴うムービング・アーチファクト等の、画像劣化を生ずることがなく、高画質の画像が得られる。

上記実施例によれば、特殊なハードウェアを用いることなく、NMRイメージング装置本体のみで呼吸の動きを検出し、呼吸と同期をとることが

でき、簡単で、かつ、経済的に、高画質の撮影を行うことができるという効果がある。

第4図～第6図は、本発明の他の実施例の原理を示すパルスシーケンスである。これらは、先に示した実施例が撮影に先立って呼吸を検出する信号を計測したのに対して、画像信号を計測した直後に、呼吸に関する情報を含む信号を計測するようにしたものである。

なお、第4図～第6図において、矢印で示した区間が新しく付加された部分である。

第4図においては、位相エンコードパルス58で同57をキャンセルし、59で示す読出し用傾斜磁場を y 方向に印加する。このとき観測される信号63をフーリエ変換すると、 y 軸に投影した画像信号が得られる。この信号の端点位置から、呼吸の位置を知ることができる。

第5図においては、第4図の場合と同様に、位相エンコードパルス78で同77をキャンセルし、読出し用傾斜磁場79を y 方向に印加する。更に、上記位相エンコードパルス78と、傾斜磁場79との間

に、 x 方向の位相回りを押さえるため、 x 方向傾斜磁場82を印加する。このとき観測される信号84をフーリエ変換した信号の位相を求めると、 y 方向の各位置における速度を求めることができる。

各計測時に得られた上記データを積分することにより、 y 軸に沿った呼吸の位置を知ることができる。

第6図においては、位相エンコードパルス98で同97をキャンセルし、 y 方向にフローエンコードパルス99を印加し、読出し用傾斜磁場102を x 方向に印加する。このとき観測される信号104をフーリエ変換した信号の位相を求めると、 x 方向の各位置における速度を求めることができる。

第5図に示した場合と同様に、各計測時に得られたデータを積分することにより、 x 軸に沿った呼吸の位置を知ることができる。

なお、位相エンコードパルス自身、 180° 前後で2回印加されているので、フローエンコードパルスになっており、第6図99を印加しなくても、動き(呼吸等)の検出は可能であるが、傾斜磁場強度

特開昭63-164943 (5)

が計測毎に異なるため、呼吸による動きの速度に適した感度に設定するためには、上記フローエンコードパルス99があった方がよい。ここで、位相エンコードによるフローエンコード量の補正は、ソフトウェアによって行っても良いし、パルスシーケンスの中に組込んで良い。

以下、第2図に示したと同様の構成を有する装置により、本実施例の処理を実施する場合の処理フローを、順次説明する。

まず、第4図に示したシーケンスを用いる方法について、第7図の処理フローチャートに従って説明する。

ステップ111:第4図のパルスシーケンスにおいて、位相エンコードパルス57を順次変化させて、画像再生に必要な回数分、以下のシーケンスで位置検出用信号63を計測する。

ステップ112:位相エンコードパルス57と同一の大きさを有するパルス58を印加し、57の影響をキャンセルする。180°パルス52が印加されているため、58で57のをキャンセルすることができる。

なお、この速度から各計測データについて積分すると位置を求めることができ、呼吸の位置を検出することができる。なお、フーリエ変換後のデータの絶対値は、第4図に示したシーケンスで得られる投影データと等しいので、第7図に述べた方法も併用し、精度を高めることができる。

次に、第6図に示したシーケンスについて、第8図の処理フローチャートに従って説明する。

ステップ121:第6図のパルスシーケンスにおいて、位相エンコードパルス97を順次変化させて、画像再生に必要な回数分、以下のシーケンスで位置検出用信号114を計測する。

ステップ122:位相エンコードパルス97と同一の大きさを有するパルス98を印加し、97の影響をキャンセルする。

ステップ123:y方向フローエンコードパルス99を印加し、y方向の動きの速度に応じた位相変化を与える。

ステップ124:x方向読出し用傾斜磁場102を印加し、速度検出用信号104を計測する。

ステップ113:y方向読出し用傾斜磁場59を印加し、位置検出用信号63を計測する。

ステップ114:計測信号63をフーリエ変換し、y軸に投影したデータ(第9図(a)参照)を得る。

ステップ115:上記投影データの上端点を検出する。各データの上端点から、呼吸の位置を検出できる。

次に、第5図に示したシーケンスを用いる方法について説明する。第4図と異なるのは、x方向傾斜磁場82が余計に印加される点である。

これは、傾斜磁場80と81の影響で、x方向の動きによる位相変化が生ずるため、それをキャンセルするために行うものである。このとき計測される信号84をフーリエ変換して位相を求めると、各y方向の位置における速度を得ることができることは前述の通りである。何故ならば、位相と速度とが比例関係にあるためである。この点に関しては、本出願人が先に提案した特開昭60-150194号「NMR血流イメージング方式」明細書の記載を参照されたい。

ステップ125:計測信号104のフーリエ変換を行う。

ステップ126:フーリエ変換後データの位相成分を求め、各x方向の位置における速度を得る。今までの速度データから位置を求める。

以上、位置の検出から呼吸の状態を知ることができる。

なお、第9図(a)~(c)は、それぞれ、先に、第4図~第6図に示したシーケンスに対応するものである。

第9図(a)は第4図に示したシーケンスにおいて、観測される信号63をフーリエ変換すると、y軸に投影した画像信号133が得られる。この信号の端点位置から、呼吸の位置を知ることができる(矢印参照)。

第9図(b)は第5図に示したシーケンスにおいて、観測される信号84をフーリエ変換した信号の位相を求めると、y方向の各位置における速度を求めることができる(矢印参照)。

第9図(c)は第6図に示したシーケンスにおい

特開昭63-164943 (6)

て、観測される信号 104 をフーリエ変換した信号の位相を求めると、x 方向の各位置における速度を求めることができる(矢印参照)。

上記実施例によれば、特殊なハードウェアを用いることなく、NMR イメージング装置本体のみで信号計測時の呼吸の動きを検出し、呼吸と同期をとることができ、経済的に、高画質の撮影を行うことができるという効果がある。

以下、本発明の更に他の実施例として、画像信号を計測した直後に、動きに関する情報を含む信号を計測するシーケンスを付加するとともに、該計測情報に基づいて計測画像信号を補正する方式について説明する。

信号の計測方式としては、先に第4図～第6図に示したシーケンスを用いるものとする。なお、第4図に示したシーケンスは y 軸に投影した画像信号を得る方式、他は y 方向および x 方向の速度を得る方式であり、速度からは積分することにより位置を知ることが可能である。

まず、第10図に従って、検出信号の補正の原理

$$e^{-jh(1-\frac{1}{a(t)})\omega} \dots (2)$$

の補正と、 $F(\frac{\omega}{a(t)})$ から $F(\omega)$ を求めるリサンプリング処理の二つから成ることがわかる。つまり、 h と $a(t)$ がわかれば、補正ができる。

ここで、 h は通常の画像再生を行うことで簡単に求められ、 $a(t)$ は先に述べた第4図～第6図のシーケンスで計測できる。

以上の処理を、実際の画像の計測信号レベルで示すと、第11図のようになる。今、y 方向のみに動きがあるものとするれば、計測信号は

$$P(\omega_x, \frac{\omega_y}{a}) e^{-jh \frac{a-1}{a} \omega_y} \dots (3)$$

となる。x 方向の動きがないので、横方向にフーリエ変換すると、

$$F(x, \frac{\omega_y}{a}) e^{-jh \frac{a-1}{a} \omega_y} \dots (4)$$

となる。通常の場合は、そのまま、縦方向にフーリエ変換し、画像 $\tilde{Y}(x, y)$ が得られる。この画

を説明する。

今、第10図(a)に示す如く、y 方向だけに動きがある場合を考える。y 方向だけなので、以後、一次元データとして説明する。

息を吸って、最も腹部が伸びたときの状態が斜線で示されているとすると、このときの投影データは、第10図(b)の斜線部のようにになる。

このときの、上端と下端との間隔を h 、画像中心と最下端の距離を h とする。また、任意時刻 t の、息を吸ったときの状態を破線で示し、それを $h/a(t)$ で表わす。

このとき、斜線の投影データに相当する計測信号(投影データのフーリエスペクトル)を $F(\omega)$ とすると、破線部の計測信号 $G(\omega)$ は、

$$G(\omega) = F(\frac{\omega}{a(t)}) e^{-jh(1-\frac{1}{a(t)})\omega} \dots (1)$$

と表わせる。従って、式中の変数 $a(t)$ 、 h の値がわかっているれば、観測信号 $G(\omega)$ から $F(\omega)$ を求めることができる。

この処理は、上記式(1)より、位相変化

像には、動きの影響が含まれて、画質が劣化している。それに対して、本実施例では、横方向フーリエ変換後、位相補正とリサンプリング処理から成る体動補正処理を行い、動きを含まない計測信号 $F(x, \omega_y)$ を求めた後、縦方向フーリエ変換を行い、動きの影響を補正した画像 $I(x, y)$ を求める。

以下、具体例により説明を続ける。

本実施例においては、第2図に示した知覚装置を用いて、第12図に示す処理フローチャートに従って処理を行うものとする。

ステップ151: 第4図のパルスシーケンスにおいて、位相エンコードパルス57、58を順次変化させて、画像再生に必要な回数分、画像計測信号62および位置検出信号63を計測する。

ステップ152: 前ステップで得た画像計測信号から、そのまま再生した画像を得て、第10図(b)のパラメータ h を求める。また、位置検出用信号をフーリエ変換し、各信号計測時の y 軸への投影データを求め、息を最も吸った状態の長さ h を求め

特開昭63-164943 (7)

る。その t から、各計測時点 $a(t)$ を求める。以上で補正に必要なパラメータ、 $h, \delta, a(t)$ が得られる。

ステップ153:計測信号を横方向にフーリエ変換して、前記式(4)の信号を求める。

ステップ154:各計測信号毎に、 $a(t), h$ の値から次式の値を求め、上記式(4)の値にかける。

$$e^{j h \frac{a-1}{a} \omega_y} \quad \dots\dots(5)$$

このとき、次の位相補正された信号が得られる。

$$F(x, \frac{\omega_y}{a}) \quad \dots\dots(6)$$

ステップ155:上記式(6)の値から、縦方向である ω_y 軸方向にリサンプリング処理により、次式の値

$$F(x, \omega_y) \quad \dots\dots(7)$$

を求める。リサンプリング処理は、どのような補間保法を用いても良く、例えば、線形補間あるいはスプライン補間が適用できる。

ステップ156:位相補正とリサンプリング処理を

行った式(7)に対して、縦方向にフーリエ変換を行い、呼吸による動きの影響を除去した画像を得る。

上記実施例によれば、特殊なハードウェアを用いることなく、NMRイメージング装置本体のみで信号計測時の呼吸の動きを検出し、呼吸と同期をとることなしに、経済的に、高画質の撮影を行うことができるという効果がある。

[発明の効果]

以上述べた如く、本発明によれば、静磁場、傾斜磁場、高周波磁場の発生手段と、検査対象物からのNMR信号を取出す検出手段と、検出された信号に対し画像再構成を含む各種演算を行う手段とを有するNMRイメージング装置において、撮影時に呼吸の動きに関する情報を画像信号とともに計測するようにしたので、NMRイメージング装置本体のみで呼吸の動きを検出し、その影響を補正可能とするNMRイメージング方式を実現できるという顕著な効果を奏するものである。

4. 図面の簡単な説明

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の第1の実施例の動作を示す処理フローチャート、第2図は本発明の一実施例を示すNMRイメージング装置のブロック図、第3図はそのシーケンス例を示す図、第4図～第6図は本発明の他の実施例の原理を示すパルスシーケンス図、第7図、第8図は本発明の第2の実施例の動作を示す処理フローチャート、第9図(a)～(c)は第4図～第6図に示したシーケンスの概念を示す図、第10図(a)、(b)は動きの補正に必要なパラメータの説明図、第11図は本発明の第3の実施例の処理の概念を示す図、第12図はその動作を示す処理フローチャートである。

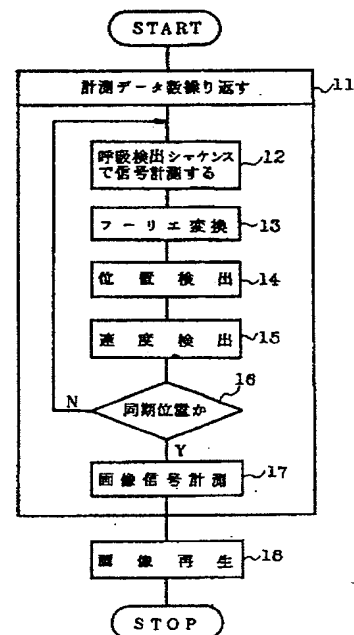
21:シーケンス制御部、22:高周波パルス送信器、23:磁場制御部、24:磁場駆動部、25:受信器、26:処理装置、27:CRTディスプレイ、41,57,58,77,78,97,98:位相エンコードパルス、45,63:画像信号、94,104:速度信号。

特許出願人 株式会社日立製作所

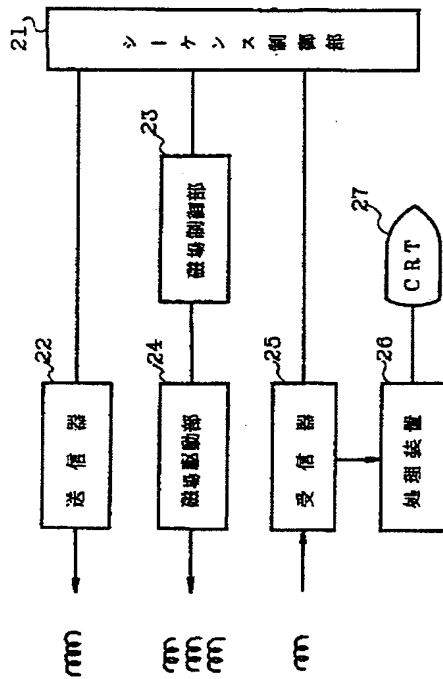
代理人 弁理士 磯村 雅 俊



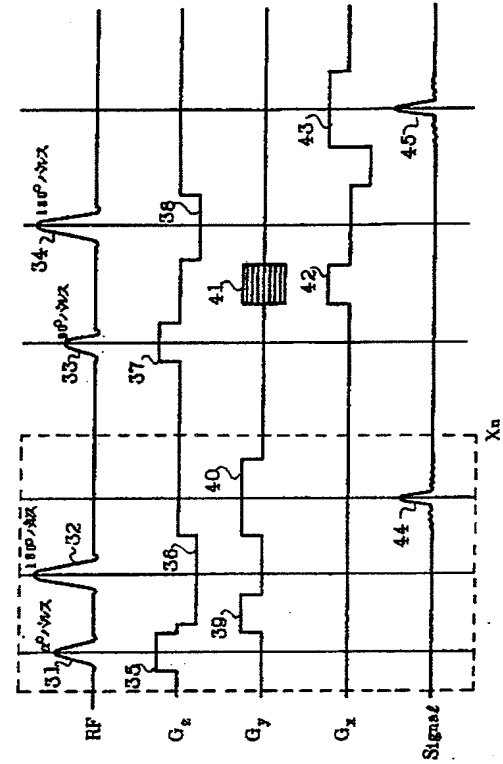
第 1 図



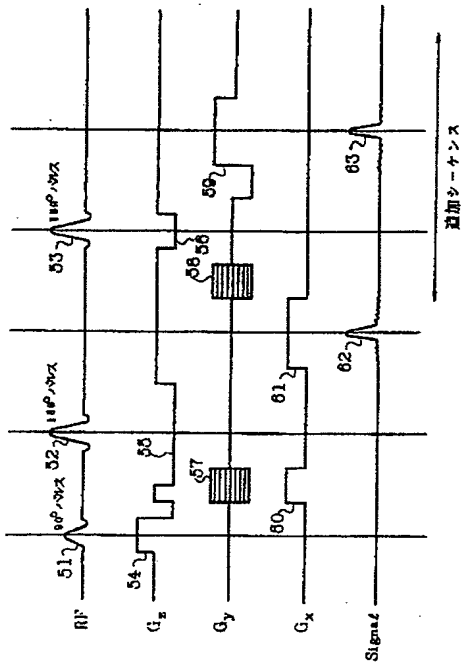
第 2 図



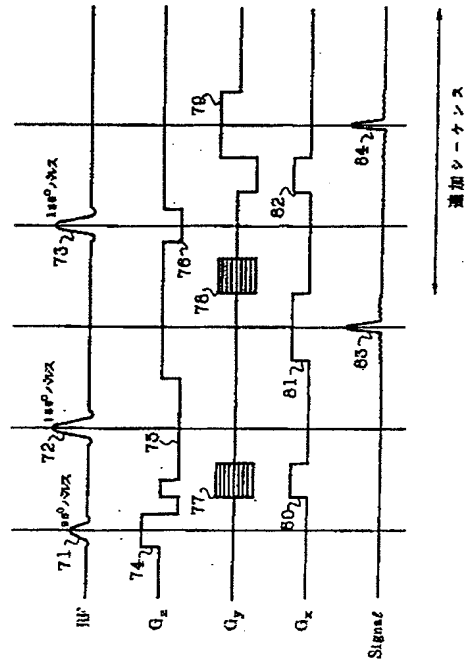
第 3 図



第 4 図

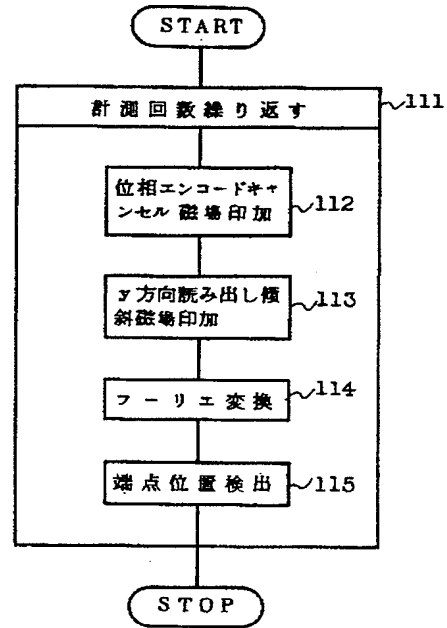


第 5 図

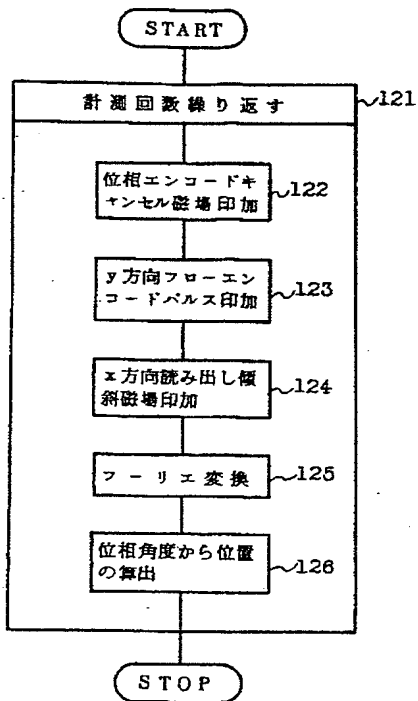


特開昭63-164943 (9)

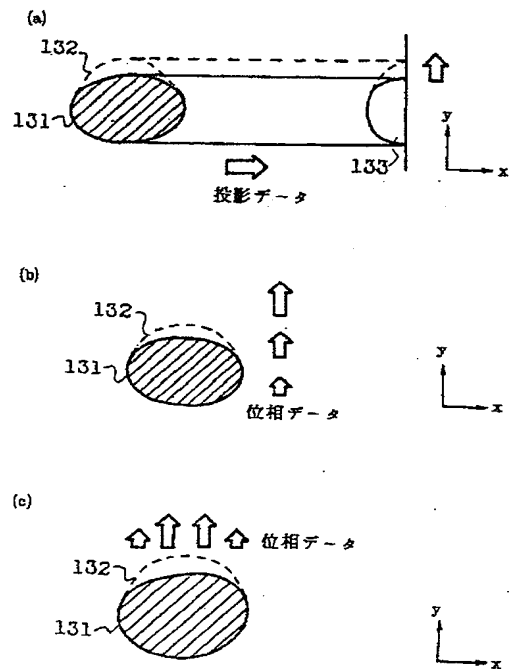
第 7 図



第 8 図

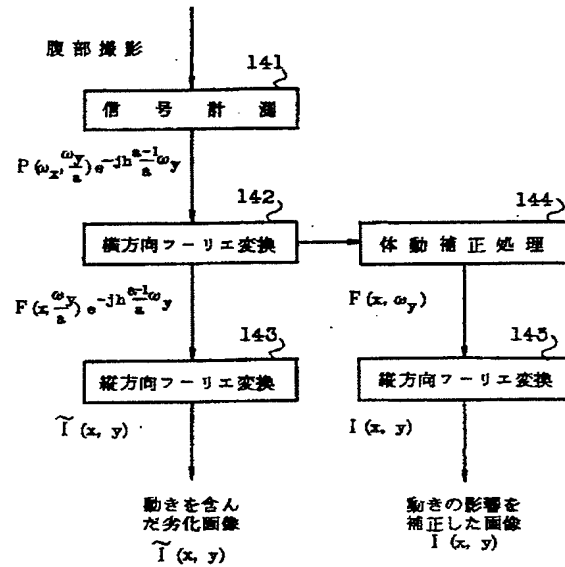
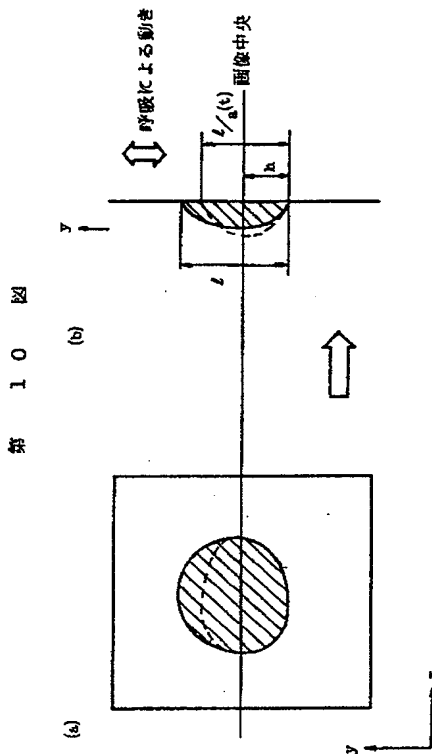


第 9 図



特開昭63-164943 (10)

第 1 1 図



手続補正書 (方式)

昭和63年 2月 10日

特許庁 長官 小川 邦夫 殿

1. 事件の表示

昭和61年 特 許 願 第 207055号

2. 発明の名称

NMRイメージング方式

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

〒100 東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

〒100 (510) 株式会社日立製作所

氏名(名称) 代表者 三 田 勝 茂

4. 代理人

住 所 東京都新宿区西新宿1丁目18番15号

中神ビル7階 電話 (03) 348-5035

氏 名 (7727) 弁護士 磯 村 雅 俊

5. 補正命令の日付

昭和62年12月24日(発送日) 63.1.26

6. 補正により増加する発明の数

なし

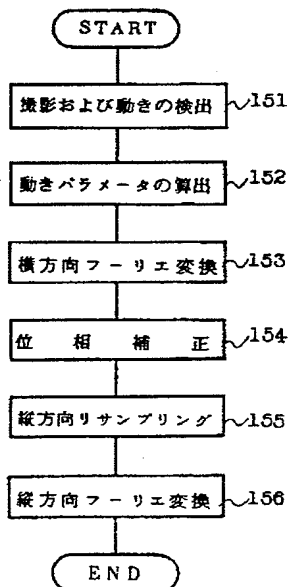
7. 補正の対象

明細書の「図面の簡単な説明」の欄

8. 補正の内容

別紙の通り

第 1 2 図



特開昭63-164943 (11)

- (1) 明細書第25頁10行目の「第10図(a),
(b)は動きの補正に」を、「第10図は動きの補正
に」に補正する。